



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119867634 A

(43) 申请公布日 2025. 04. 25

(21) 申请号 202510070669.6

A61B 1/015 (2006.01)

(22) 申请日 2025.01.16

(71) 申请人 北京脑重大疾病研究院

地址 100069 北京市丰台区右安门外西头
条10号

(72) 发明人 吉训明 姜繆文 李明 赵星

韩晓霏 黄逸伦 周陈

(74) 专利代理机构 北京开阳星知识产权代理有

限公司 11710

专利代理师 朱盘花

(51) Int.Cl.

A61B 1/313 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/07 (2006.01)

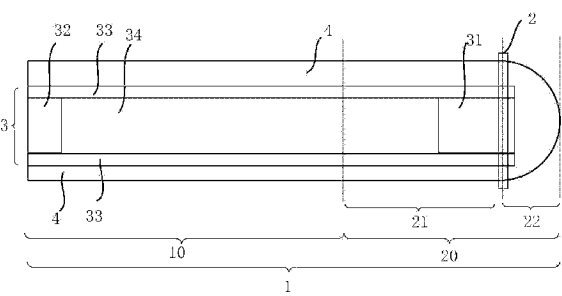
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种内窥镜

(57) 摘要

本公开涉及一种内窥镜,包括:导管和限位结构;所述导管包括导管主体以及可扩张的球囊;所述球囊包括第一部和第二部;所述第一部的第一端与所述第二部连接;所述第一部的第二端与所述导管主体连通;所述第一部未扩张时的外径与所述导管主体的外径大小相同;所述第二部为弧形结构;所述限位结构固定设置在所述第一部与所述第二部的连接处;所述限位结构用于限制所述球囊的第二部的扩张程度。本公开能够提高整体的成像效果,提高检测准确度。



1. 一种内窥镜,其特征在于,包括:导管和限位结构;

所述导管包括导管主体以及可扩张的球囊;

所述球囊包括第一部和第二部;所述第一部的第一端与所述第二部连接;所述第一部的第二端与所述导管主体连通;所述第一部未扩张时的外径与所述导管主体的外径大小相同;所述第二部为弧形结构;所述限位结构固定设置在所述第一部与所述第二部的连接处;所述限位结构用于限制所述球囊的第二部的扩张程度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述限位结构为环形压圈;所述环形压圈的内径与所述导管主体的外径相同。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述第二部的球囊壁的厚度范围为[0.105mm,0.095mm]。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述第二部的曲率半径大于或等于3mm。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述球囊的折射率范围为1.47-1.51。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述导管的外径小于2mm。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,还包括内窥镜组件;所述内窥镜组件设置于所述导管内部;所述内窥镜组件与所述导管之间形成腔道;所述腔道用于放置扩张液。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜,其特征在于,所述内窥镜组件包括物镜;所述物镜位于靠近所述第二部的一侧;所述物镜靠近所述第二部一侧的表面与所述第二部的内壁中心之间的距离范围为[0.1mm,5mm]。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜,其特征在于,所述内窥镜组件还包括图像采集单元、照明光纤以及成像光纤;

所述图像采集单元位于远离所述第二部的一侧;所述成像光纤位于所述物镜与所述图像采集单元之间;所述照明光纤环绕所述成像光纤;所述照明光纤与所述成像光纤的延伸方向均与所述导管的延伸方向相同。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜,其特征在于,还包括控制器和电源模块;

所述控制器与所述图像采集单元电连接;所述电源模块与所述照明光纤电连接;所述控制器用于接收所述图像采集单元采集的图像信息;所述电源模块用于为所述照明光纤供电。

一种内窥镜

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种内窥镜。

背景技术

[0002] 脑血管疾病为当前常见疾病类型,脑血管病变可以包括血栓(血块)或动脉瘤(血管的局部增大或变弱),脑血管血栓可能与缺血性中风有关,缺血性中风又会对脑组织造成损害。脑血管动脉瘤可能与破裂和出血性中风的风险有关,这又同样会对脑组织造成损害。

[0003] 现有技术通常会利用外部射线荧光成像来评估病变或其成分或治疗,但这种荧光成像导引的成功率较低,且辐射较大,容易使患者产生并发症。另外,对射线荧光成像设备的操作者也存在辐射风险,长期的手动操作积累仍会导致辐射剂量持续积累,影响医生的健康。而使用内窥镜进行医疗诊断在医疗领域已经得到广泛应用,内窥镜可以通过进入人体自然腔道,提供直观的影像,以对血管内部进行检查或者治疗。但是血管内存在血液,血液的存在影响内窥镜的可视效果,无法获取清晰的成像,进而影响检测或者治疗效果。

发明内容

[0004] 为了解决上述技术问题,本公开提供了一种内窥镜。

[0005] 第一方面,本公开提供一种内窥镜,包括:导管和限位结构;

[0006] 所述导管包括导管主体以及可扩张的球囊;

[0007] 所述球囊包括第一部和第二部;所述第一部的第一端与所述第二部连接;所述第一部的第二端与所述导管主体连通;所述第一部未扩张时的外径与所述导管主体的外径大小相同;所述第二部为弧形结构;所述限位结构固定设置在所述第一部与所述第二部的连接处;所述限位结构用于限制所述球囊的第二部的扩张程度。

[0008] 在一些实施例中,所述限位结构为环形压圈;所述环形压圈的内径与所述导管主体的外径相同。

[0009] 在一些实施例中,所述第二部的球囊壁的厚度范围为[0.105mm,0.095mm]。

[0010] 在一些实施例中,所述第二部的曲率半径大于或等于3mm。

[0011] 在一些实施例中,所述球囊的折射率范围为1.47-1.51。

[0012] 在一些实施例中,所述导管的外径小于2mm。

[0013] 在一些实施例中,还包括内窥镜组件;所述内窥镜组件设置于所述导管内部;所述内窥镜组件与所述导管之间形成腔道;所述腔道用于放置扩张液。

[0014] 在一些实施例中,所述内窥镜组件包括物镜;所述物镜位于靠近所述第二部的一侧;所述物镜靠近所述第二部一侧的表面与所述第二部的内壁中心之间的距离范围为[0.1mm,5mm]。

[0015] 在一些实施例中,所述内窥镜组件还包括图像采集单元、照明光纤以及成像光纤;

[0016] 所述图像采集单元位于远离所述第二部的一侧;所述成像光纤位于所述物镜与所述图像采集单元之间;所述照明光纤环绕所述成像光纤;所述照明光纤与所述成像光纤的

延伸方向均与所述导管的延伸方向相同。

[0017] 在一些实施例中,还包括控制器和电源模块;

[0018] 所述控制器与所述图像采集单元电连接;所述电源模块与所述照明光纤电连接;所述控制器用于接收所述图像采集单元采集的图像信息;所述电源模块用于为所述照明光纤供电。

[0019] 本公开提供的技术方案与现有技术相比具有如下优点:

[0020] 本公开内窥镜包括:导管和限位结构;导管包括导管主体以及可扩张的球囊;球囊包括第一部和第二部;第一部的第一端与第二部连接;第一部的第二端与导管主体连通;第一部未扩张时的外径与导管主体的外径大小相同;第二部为弧形结构;限位结构固定设置在第一部与第二部的连接处;限位结构用于限制球囊的第二部的扩张程度。通过设置可扩展的球囊,防止血液污染内窥镜的镜头,提高成像清晰度。并且设置有限位结构,限位结构用于限制球囊的第二部的扩张程度,避免第二部扩张后形变过大,导致视场边缘的成像发生畸变,影响成像质量。由此,本公开能够提高整体的成像效果,提高检测准确度。

附图说明

[0021] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本公开的实施例,并与说明书一起用于解释本公开的原理。

[0022] 为了更清楚地说明本公开实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,对于本领域普通技术人员而言,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0023] 图1为本公开实施例提供的一种扩张前的内窥镜的结构示意图;

[0024] 图2为本公开实施例提供的一种扩张后的内窥镜的结构示意图;

[0025] 图3为本公开实施例提供的一种内窥镜的局部截面示意图;

[0026] 图4为本公开实施例提供的一种球囊扩张后的光学MTF图;

[0027] 图5为本公开实施例提供的一种球囊扩张前的光学MTF图。

[0028] 其中,1、导管;10、导管主体;2、限位结构;20、球囊;21、第一部;22、第二部;3、内窥镜组件;31、物镜;32、图像采集单元;33、照明光纤;34、成像光纤;4、腔室。

具体实施方式

[0029] 为了能够更清楚地理解本公开的上述目的、特征和优点,下面将对本公开的方案进行进一步描述。需要说明的是,在不冲突的情况下,本公开的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0030] 在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本公开,但本公开还可以采用其他不同于在此描述的方式来实施;显然,说明书中的实施例只是本公开的一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0031] 本公开实施例提供了一种内窥镜,图1为本公开实施例提供的一种扩张前的内窥镜的结构示意图,图2为本公开实施例提供的一种扩张后的内窥镜的结构示意图,参考图1和图2,内窥镜包括:导管1和限位结构2。导管1包括导管主体10以及可扩张的球囊20。

[0032] 球囊20包括第一部21和第二部22;第一部21的第一端与第二部22连接;第一部21

的第二端与导管主体10连通;第一部21未扩张时的外径与导管主体10的外径大小相同;第二部22为弧形结构;限位结构2固定设置在第一部21与第二部22的连接处;限位结构2用于限制球囊20的第二部22的扩张程度。

[0033] 示例性如图1,提供了一个内窥镜结构,内窥镜包括导管1和限位结构2,导管1的实际长度较长,图1仅用于示意各组件之间的大致相对位置关系,不代表实物各组件之间的比例关系。其中,导管1包括导管主体10以及可扩张的球囊20,导管主体10例如可以为圆柱形结构,且长度不限。球囊20包括第一部21和第二部22,第一部21的第一端与第二部22连接,第一部21的第二端与导管主体10连通。第一部21未扩张时的外径与导管主体10的外径大小相同。当输入扩张液后,球囊20在扩张液作用下扩张膨胀,由图1中的状态变为图2中的状态,第一部21膨胀。基于膨胀后的第一部21,内窥镜在血管中移动时,能够越过一些局部狭窄或其他可能限制导管1穿过的堵塞物,以监测患者的生理状况或者进行一些治疗。

[0034] 在现有技术中,内窥镜获取血管中的图像信息,容易受到血液干扰,而球囊20的存在,可以放着血液污染内窥镜的镜头,提高成像清晰度。另外,第二部22的形状尺寸影响内窥镜的成像质量,例如经过实验或者仿真,得到成像质量较好时适配的第二部22的目标参数,若向内窥镜中注入扩张液时,第二部22膨胀过大,导致第二部22的参数尺寸与目标参数不符,例如超出目标参数,则会影响最终的成像质量,影响成像效果。为了避免上述情况出现,本公开实施例在第一部21与第二部22的连接处设置有限位结构,通过限位结构限制第二部22的扩张程度,避免第二部22扩张后形变过大,不符合目标参数,影响成像效果。

[0035] 本公开实施例通过设置可扩展的球囊,防止血液污染内窥镜的镜头,提高成像清晰度。并且设置有限位结构,限位结构用于限制球囊的第二部的扩张程度,避免第二部扩张后形变过大,导致视场边缘的成像发生畸变,影响成像质量。由此,本公开能够提高整体的成像效果,提高检测准确度。

[0036] 在一些实施例中,图3为本公开实施例提供的一种内窥镜的局部截面示意图,参考图3,并结合图1和图2,限位结构2为环形压圈;环形压圈的内径与导管主体10的外径相同。

[0037] 示例性地,限位结构2可以为环形压圈,嵌套在球囊20的第一部21与第二部22的连接处,通过限位结构2限制此处扩张,进而防止第二部22形变,影响成像效果。其中,环形压圈的内径与导管主体10的外径相同,即与未扩张的第一部21的外径相同。环形压圈固定设置在球囊20的第一部21与第二部22的连接处,提升了此处的紧固力。注入扩张液后,第一部21扩张膨胀,而环形压圈的存在,使球囊20的第一部21与第二部22的连接处的反膨胀能力增强,限制了连接处随第一部21受力膨胀,进而阻挡了第二部22的形变。本公开实施例对于限位结构2与该连接处的固定方式不做限定,根据实际需求选择固定方式即可。

[0038] 在一些实施例中,第二部的球囊壁的厚度范围为[0.105mm,0.095mm]。

[0039] 内窥镜在血管里移动时,球囊位于前端,球囊挤压血管,以使内窥镜获取血管内的图像信息。而为了获取更清晰的血管内部成像,对视场角有一定要求,若视场角过小,则只能获取球囊前方方向上的图像信息,无法获取血管壁的信息,不满足监测需求,因此需要一个合适的视场角,以便进行监测。在视场角度一定的情况下,第二部的球囊壁的厚度越大,球囊的直径越大,但是血管大小有限,球囊的直径也因此会受到限制。并且,第二部的球囊壁越厚,会到这视场边缘发生畸变,影响成像效果。所以,在视场角一定的情况下,需要对第二部的球囊壁的厚度范围进行限制,例如厚度为[0.105mm,0.095mm],球囊壁的厚度在这个

范围内的第二部,视场角不会过小,能够满足成像需求,并且成像效果较好,防止边缘畸变。优选地,第二部的球囊壁的厚度为0.1mm,这时成像效果最优。

[0040] 在一些实施例中,第二部的曲率半径大于或等于3mm。

[0041] 球囊的第二部为弧形结构,第二部的曲率半径也影响最终的成像效果。若曲率半径过小,光线进入球囊后传播路径改变过大,会使最后的成像与实物差距过大,导致无法真实还原血管内部的场景。为了获取更清晰的血管内部成像,本公开实施例对于第二部的曲率半径进行限制,使其大于或等于3mm,在这个范围内,整体成像效果符合要求。优选地,第二部的曲率半径为3mm,此时成像效果最优。需要说明的是,本公开实施例对于第二部的曲率半径的具体数值不做限定,满足上述需求即可,可根据实际需求进行调整。

[0042] 在一些实施例中,球囊的折射率范围为1.47-1.51。

[0043] 光线由血液经球囊进入球囊内部,球囊内部通常填充有扩张液,进而到达光学元件成像;由于光线、血液、扩张液的材料不同,因此,折射率也存在区别,折射率不同,最终光线的传输路径会发生改变,投射到光学元件后成像的效果也会有所差异。因此,为了确保成像效果,本公开实施例对于球囊的折射率范围进行限制,可选择折射率范围为1.47-1.51的材料制作球囊。可选地,折射率范围为1.47-1.49。优选地,折射率为1.49。例如,使用热塑性聚氨酯弹性体(Thermoplastic Polyurethanes, TPU),TPU的折射率通常在1.4至1.5之间。然而,具体数值可能因TPU的配方和制造工艺而有所不同。例如,芳香族TPU的折射率范围可能在1.52至1.57之间,而脂肪族TPU的折射率可能较低,介于1.49和1.50之间,具体可根据需求进行调整。

[0044] 在一些实施例中,导管的外径小于2mm。

[0045] 本公开实施例提供的内窥镜主要应用血管中,血管狭窄,若进入血管的导管的直径过大,则无法获取血管内部的成像信息,无法进行监测或者治疗。基于实际应用场景,导管的外径可以小于2mm,在这个范围下,导管可顺利完成对患者的监测或者治疗。可选的,内窥镜可应用于人类患者体内的各种腔室,除了脑部的血管系统、紧邻心脏的血管系统之外,各种腔室包含末梢静脉和动脉、肾动脉、大脑内及周围的血管,以及其他腔室的血管,均可使用该内窥镜。

[0046] 在一些实施例中,继续参考图1和图2,还包括内窥镜组件3;内窥镜组件3设置于导管1内部;内窥镜组件3与导管1之间形成腔道4;腔道4用于放置扩张液。

[0047] 具体地,内窥镜组件3用于获取血管内部的成像,内窥镜组件3位于导管1内部,由于导管的存在,血液不会污染内窥镜组件3,减少对成像效果的影响。内窥镜组件3与导管1之间形成腔道4,可向腔道4内注入扩张液,注入扩张液后,球囊20的第一部21膨胀扩展,由图1的形状变化为类似图2的形状,扩张后的球囊20对血管内壁具有较大的压力,可以越过一些局部狭窄或者其他可能限制导管穿过的堵塞物,以检测患者的生理状况,还可以进行部分治疗工作。另外,内窥镜组件3采集成像信息时,光线会经球囊20的第二部22入射,经过扩张液在内窥镜组件3上成像,扩张液的存在,也能够调整光线的传播路径,影响成像效果。其中,扩张液可以为氯化钠。在其他实施例中,还可以为不同的材料,本公开实施例对此不做限制。

[0048] 在一些实施例中,继续参考图1和图2,内窥镜组件3包括物镜31;物镜31位于靠近第二部22的一侧;物镜31靠近第二部22一侧的表面与第二部22的内壁中心之间的距离范围

为[0.1mm,5mm]。

[0049] 内窥镜组件包括多种光学系统,例如包括物镜31,物镜31位于靠近球囊20的第二部22的一侧,通过物镜31可得到血管内部的光学图像信息。物镜31与第二部22之间存在一定的距离,扩张液会进入该区域,因此,光线经球囊20的第二部22入射,经过扩张液在物镜31上聚焦成像。物镜31与第二部22之间的距离不同,光线经过扩张液的距离也不同,因此到达物镜31的位置会发生改变,从而影响最终的成像效果。为了保证成像效果,可使物镜31靠近第二部22一侧的表面与第二部22的内壁中心之间的距离范围为[0.1mm,5mm]。在这范围内,聚焦效果较好,能够避免出现畸变。优选地,物镜31靠近第二部22一侧的表面与第二部22的内壁中心之间的距离为1mm。这里的第二部22的内壁中心指代第二部22靠近物镜一侧(与扩张液接触的一侧)的圆心。

[0050] 在一些实施例中,继续参考图1和图2,内窥镜组件3还包括图像采集单元32、照明光纤33以及成像光纤34。

[0051] 图像采集单元32位于远离第二部22的一侧;成像光纤34位于物镜31与图像采集单元32之间;照明光纤33环绕成像光纤34;照明光纤33与成像光纤34的延伸方向均与导管1的延伸方向相同。

[0052] 内窥镜组件3除了物镜31,还包括图像采集单元32、位于物镜31与图像采集单元32之间的成像光纤34,以及环绕在成像光纤34外侧的照明光纤33。照明光纤33为内窥镜提供照明灯光,避免血管内光线较差,无法获取成像信息。部分照明光线在血管内反射通过球囊20进入物镜31,物镜31将获取的信息经成像光纤34传输至图像采集单元32,得到最终的血管内部的光学成像信息。其中,照明光纤33与成像光纤34的延伸方向与导管1的延伸方向相同。图像采集单元32远离球囊20,即图像采集单元32不进入血管内部。照明光纤33通常为多个光纤,本公开实施例对于具体数量不做限制,而成像光纤34通常为光纤束。

[0053] 示例性地,图像采集单元为图像传感器,例如为CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)。COMS体积较小、耗电量低、成本低、系统整合度高。通过内窥镜的图像采集和处理在影像处理设备和图像显示设备上进行亮度调整和具体的血管内的图像。

[0054] 示例性地,本公开实施例以一种改进后的内窥镜进行举例说明。

[0055] 参考图1和图2,该内窥镜中球囊20的第一部21与第二部22的连接处固定设置有环形压圈,第二部22的球囊壁的厚度为0.1mm,曲率半径大于或等于3mm,球囊的折射率范围为1.49,导管1的外径小于2mm,物镜靠近第二部一侧的表面与第二部的内壁中心之间的距离范围为1mm。在此结构下,即使注入扩张液,环形压圈也能够压力作用下,避免第二部22膨胀,避免第二部22的曲率半径发生改变,以确保成像不会发生畸变。图4为本公开实施例提供的一种球囊扩张后的光学MTF图,图5为本公开实施例提供的一种球囊扩张前的光学MTF图。参考图4和图5,其中,横坐标为空间频率,纵坐标为OTF模值。图4中S1和L1重合,表示0视场的子午和弧矢MTF达到0.45,L2表示0.7视场的子午MTF为0.17,S2表示0.7视场的弧矢MTF为0.38,0.7视场的平均MTF为0.275。图5中S1'和L1'重合,表示0视场的子午和弧矢MTF达到0.55,L2'表示0.7视场的子午MTF为0.073,S2'表示0.7视场的弧矢MTF为0.34,0.7视场的平均MTF为0.205。MTF越高,代表成像效果越好,而扩张后的MTF明显高于扩张前的MTF,扩张前的内窥镜效果类似于未对球囊尺寸进行改进,以及未设置限位结构的内窥镜。另外,常规

MTF大于0.2为可接受的标准,本公开实施例虽然较小的牺牲了中心的成像质量,但是中心的成像质量仍属于较高范围,并且较大幅度的提升了边缘的成像质量,使得整体图像的成像质量得到改善,边缘成像质量的提升,进而提高检测准确性。

[0056] 在一些实施例中,还包括控制器和电源模块。控制器与图像采集单元电连接;电源模块与照明光纤电连接;控制器用于接收图像采集单元采集的图像信息;电源模块用于为照明光纤供电。

[0057] 示例性地,内窥镜还包括控制器和电源模块,其中,控制器与图像采集单元电连接,于接收图像采集单元采集的图像信息,以使图像采集单元在显示屏上进行显示,便于操作人员观察。同样控制器还可以用于控制扩张液进入导管,具体可根据需求设置。可以为同一个控制器,也可以为不同的控制器,本公开实施例对此不做限制。而电源模块则与照明光纤电连接,为照明光纤供电,改善血管内部的光线亮度。

[0058] 需要说明的是,在本文中,诸如“第一”和“第二”等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0059] 以上所述仅是本公开的具体实施方式,使本领域技术人员能够理解或实现本公开。对这些实施例的多种修改对本领域的技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本公开的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本公开将不会被限制于本文所述的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

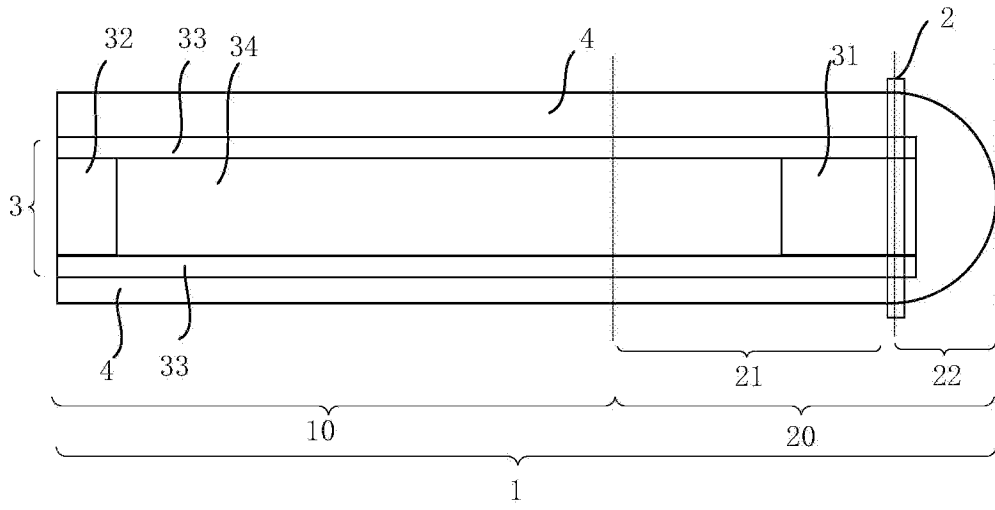


图1

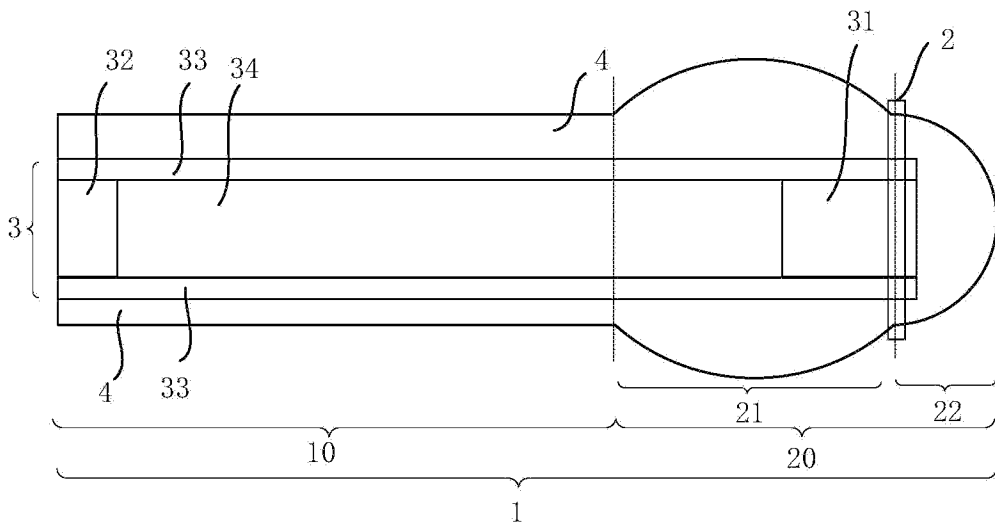


图2

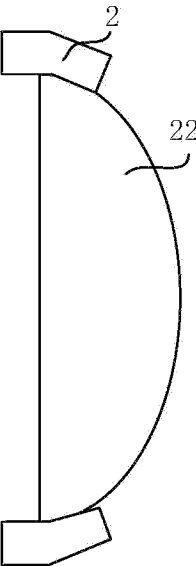


图3

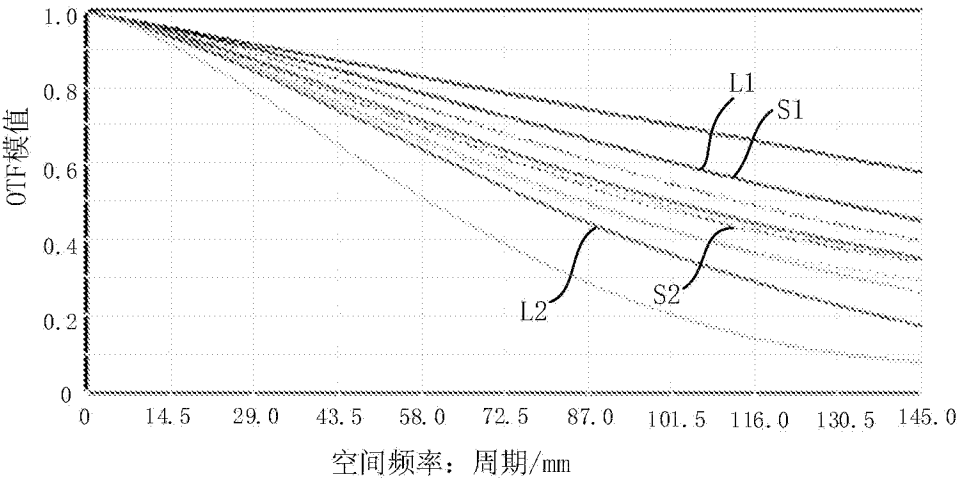


图4

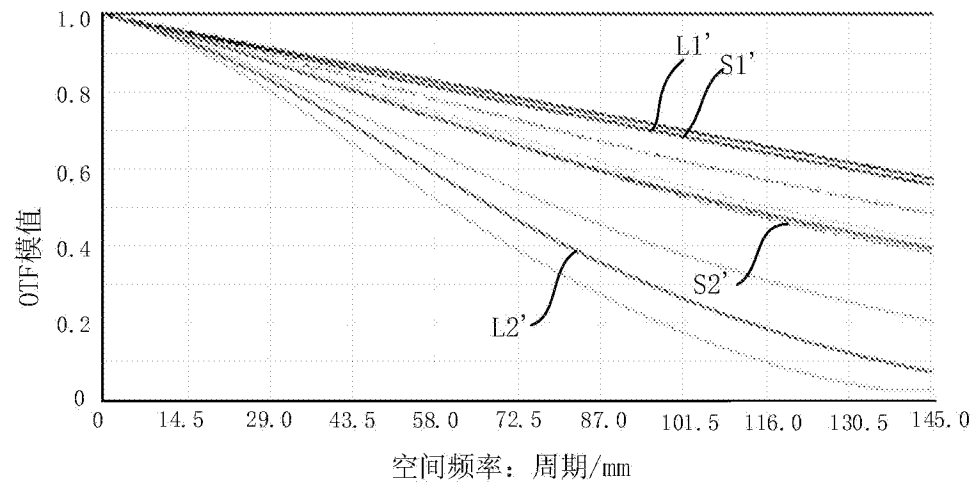


图5